

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1. Motivación

El reemplazo total de cadera, conocido también como artroplastia de cadera, es una de las intervenciones más comunes en cirugía ortopédica, y uno de los avances quirúrgicos más importantes del siglo XX, ya que ha revolucionado la calidad de vida de los pacientes ancianos con osteoartritis con muy buenos resultados a largo plazo en términos de supervivencia de la prótesis [22].

El uso de biomateriales para restaurar la función del tejido traumatizado o degenerado se ha extendido ampliamente. El diseño de un implante debe basarse en la cinemática y en las características de la transferencia de las cargas dinámicas al conjunto. El reemplazo total de cadera ha tenido mucho éxito debido principalmente a la introducción del cemento óseo para la fijación de la prótesis al hueso por el doctor John Charnley a finales de los años 50 [5]. Este cemento óseo funciona como un material de relleno y, por tanto, su poder de anclaje depende de su capacidad para penetrar en el hueso trabecular durante la inserción de la prótesis. Al ser un polímero viscoelástico, tiene la capacidad de funcionar como un amortiguador, permitiendo que las cargas se transmitan uniformemente entre el implante y el hueso, reduciendo las tensiones de contacto localizadas [3]. El éxito de la artroplastia de cadera cementada reside precisamente en que la carga que esta reciba se transmita sobre una zona de hueso lo más amplia posible. Por ello es muy importante tener en cuenta que la carga debe repartirse al fémur distal a través de cinco elementos mecánicos: el vástago de la prótesis, la interfaz prótesis-cemento, la capa de cemento, la interfaz cemento-hueso y el propio hueso [27]. Se crean por tanto dos interfaces: cemento-hueso

y cemento-prótesis. En algunos casos se produce el fallo en alguna de las dos interfaces, siendo los problemas de fijación más frecuentes la infección, el desgaste de partículas, la migración del implante y el aflojamiento del implante a largo plazo.

Este aflojamiento del implante es una de las causas más importantes de fallo del reemplazo total de cadera. Se puede producir debido al fallo por fatiga en cualquiera de las dos interfaces. La mayoría de estudios concluyen que la interfaz cemento-prótesis es la más problemática [2, 13, 28] y por ello en muchos análisis no se suele tener en cuenta la mecánica de la interfaz hueso-cemento, que se considera como completamente fijada. Con el objetivo de minimizar el aflojamiento de esta interfaz cemento-prótesis se han introducido diferentes técnicas. Una de ellas es el empleo de una precapa del componente femoral con cemento óseo. Esta precapa puede conseguir una buena unión entre el cemento y la prótesis durante el proceso quirúrgico, ya que el cemento fresco se adhiere bien a la precapa de cemento, obteniéndose una mejor fijación. Otra técnica es aumentar la rugosidad del implante para reforzar esta unión, en contraste con otros estudios en los que se ha analizado el comportamiento de implantes pulidos con diseño en forma de cuñas. También se emplean diferentes técnicas de cementación, como por ejemplo el centrifugado del cemento o incluso el refuerzo de las propiedades mecánicas del cemento mediante bobinas de alambre [3].

Por otra parte, ciertos estudios, como el de Gardiner y Hozack [8] o el de Mann *et al.* [18], sugieren que la interfaz cemento-hueso juega también un papel importante en el aflojamiento de la prótesis. En ellos se afirma que el perfeccionamiento de la unión de la interfaz cemento-prótesis puede dar como resultado un incremento de tensiones en la interfaz hueso-cemento, provocando el fallo de esta última. Este hecho supone una motivación para analizar con más detalle el comportamiento mecánico de la interfaz hueso-cemento y sus mecanismos de fallo. Los problemas en esta interfaz pueden derivar de factores intrínsecos, como las propiedades del cemento y del hueso, o bien de factores extrínsecos como la técnica de cementación. La resistencia de la interfaz cemento-hueso puede mejorarse mediante la penetración del cemento en el hueso, que dependerá en gran parte de la viscosidad del cemento. Esta penetración se conoce como grado de interdigitación, y mide la cantidad de cemento que penetra en el hueso.

El objetivo de este proyecto, por tanto, se centrará en el estudio de la interfaz cemento-hueso desde el punto de vista micromecánico. Para ello se analizarán distintos modelos de interfaz mediante Abaqus, un programa comercial de cálculo por elementos finitos que se sirve de subrutinas para programar el comportamiento de los diferentes materiales empleados en el modelo [11]. Se partirá de un modelo de comportamiento a fatiga y a creep del hueso y del cemento, para a

continuación implementar el comportamiento conjunto de los dos materiales en un modelo de interfaz. Una vez obtenidas las tensiones y el daño a nivel micromecánico en cada elemento del modelo, se hallarán las tensiones y el daño equivalentes del conjunto y se obtendrán diferentes gráficas en función de diferentes cargas aplicadas al material para dos modelos distintos de interfaz. Para hallar las propiedades generales de la interfaz es necesario realizar una homogeneización del problema, ya que el hueso y el cemento tienen características muy diferentes y ante las mismas condiciones de contorno y de carga las tensiones y deformaciones que se obtienen en cada material son distintas. Con la homogeneización se consiguen unos resultados que promedian el comportamiento de los dos materiales en función del volumen de cada uno. De esta forma se obtienen unos resultados con carácter macromecánico a partir de un análisis micromecánico del problema.

Una de las ventajas que se obtienen de este análisis micromecánico es que se evita la necesidad de crear un modelo matemático de comportamiento de la interfaz cemento-hueso basado en ensayos experimentales para cada caso concreto. De esta manera se conocen ambos modelos de comportamiento del hueso y del cemento, cada uno con sus parámetros característicos en función del paciente y del proceso de cementación empleado. Tanto los parámetros relativos al cemento como la geometría de la interfaz pueden modificarse en el modelo de elementos finitos, de manera que se pueden analizar multitud de casos para ver los beneficios que se podrían obtener mediante variaciones en la geometría de la zona de contacto de ambos materiales, mediante distintos grados de interdigitación, o por ejemplo mediante la inclusión de partículas en el cemento que le otorguen mejores características mecánicas, obteniéndose así una configuración óptima de la interfaz en función de las cargas a las que se encuentre sometida la prótesis. También se podría calcular, una vez implantada la prótesis, la duración aproximada de la misma en función de las tensiones a las que estará sometida a lo largo de su vida.

1.2. El reemplazo total de cadera

El reemplazo total de cadera consiste en la cirugía ortopédica mediante la cual se reconstruye la articulación de la cadera sustituyendo las superficies por un implante artificial, llamado prótesis. Las razones de la sustitución normalmente se deben a que la cadera del paciente está dañada por procesos degenerativos (artrosis), inflamatorios (artritis reumatoide, espondilitis anquilosante), tumorales o traumáticos [21]. Los objetivos de su utilización son:

- El alivio o la anulación del dolor incapacitante y resistente a tratamientos menos radicales.
- Mejorar o conservar la movilidad articular, conseguir la estabilidad, y alinear correctamente el miembro, suprimiendo las deformidades y retracciones.

La prótesis de cadera consta de tres partes, que aparecen representadas en la figura 1.1:

- Una copa acetabular que reemplaza la cavidad de la cadera.
- Una superficie articuladora con forma de esfera que reemplaza la cabeza femoral dañada.
- Un soporte no articulante que se adhiere al cuerpo del hueso para agregarle estabilidad a la prótesis, llamado vástago femoral.

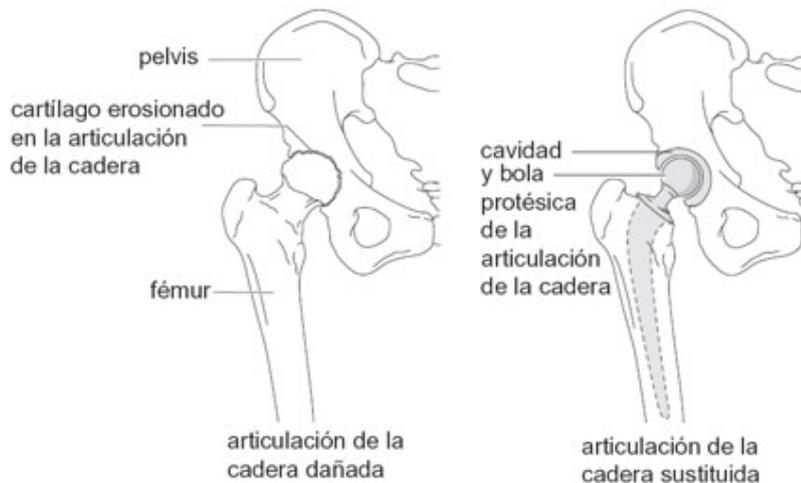


Figura 1.1: Representación de una cadera dañada y una artroplastia de cadera con sus correspondientes partes [1] .

En las prótesis totales, la superficie articuladora que sustituye a la superficie femoral proximal y el soporte son metálicos (de aleación de cromo-cobalto o de titanio), y la copa acetabular, que sustituye al cotilo, está hecha de un material plástico (polietileno de ultra-peso molecular), ya que se ha demostrado que el par articulante metal-plástico es superior al par metal-metal en términos de deslizamiento. Sin embargo, debido a la posibilidad de desgaste del polietileno a largo plazo, se están introduciendo componentes cerámicos y se están investigando otros materiales.

Los componentes de la prótesis deben ser fijados al hueso de forma permanente. Hoy en día existen principalmente dos tipos de métodos de fijación [25]:

- Fijación mecánica: se consigue utilizando un polímero de polimetilmetacrilato, comúnmente conocido como cemento óseo, para fijar el implante.
- Fijación biológica u osteointegración: se consigue mediante crecimiento óseo en la superficie del implante gracias a la aplicación de un recubrimiento poroso.

En el proceso de fijación mecánica es fundamental que el cemento se adapte a los contornos internos del fémur, y para ello se emplean diferentes técnicas:

- Aumentar todas las dimensiones del tallo femoral.
- Centrar la punta del tallo femoral en la capa de cemento para evitar el fallo mecánico.
- Mejorar las propiedades mecánicas del cemento e inyectarlo a alta presión.
- Taponar el conducto femoral distal.
- Reducir la porosidad dentro del mismo cemento, mediante la centrifugación en el quirófano o mezclado al vacío.

Durante la intervención, la pasta de cemento se introduce cuidadosamente en el lecho óseo, insertándose inmediatamente el componente protésico procurando realizar una correcta presurización. El cemento fragua al cabo de unos minutos, solidarizando por interferencia mecánica las irregularidades naturales del hueso con las diseñadas a propósito en la superficie no articulante de la prótesis.

La fijación biológica, por otra parte, prescinde del uso del cemento, basándose en los procesos de consolidación de la fractura ósea. En este caso, todos los componentes de la prótesis deben ser de metal.

Recientemente se ha introducido la cobertura de las zonas del implante que están en contacto con el hueso con una capa fina de hidroxiapatita, un mineral poroso que permite que el hueso crezca dentro del mismo y se integre en sus intersticios, fijando mejor la prótesis.

Actualmente también se emplea el uso de una prótesis denominada híbrida, donde se utiliza una fijación cementada para el componente femoral y una fijación no cementada para la copa acetabular.

Entre unas y otras pueden presentarse ventajas y desventajas. Con las prótesis cementadas se consigue una excelente fijación inmediata con el mínimo micromovimiento entre cemento y hueso,

que no puede conseguirse con la fijación sin cemento. Las prótesis no cementadas, por su parte, tienen mayor longevidad, aunque a largo plazo siempre aparece un aflojamiento progresivo.

Hoy en día se tiende a usar implantes cementados en pacientes de edad avanzada y actividad limitada, cuya calidad del hueso no es muy buena, debido por ejemplo a la presencia de osteoporosis u osteoartritis, mientras que la fijación no cementada y las prótesis híbridas se mantienen para pacientes de edad fisiológica menor de 55 años.

1.3. El problema micromecánico de la interfaz cemento-hueso

Este proyecto, como se mencionó en la sección anterior, se centra en el estudio de prótesis cementadas. Se ha demostrado que el diseño del componente femoral juega un importante papel en el aflojamiento de la prótesis, así como las características de la cementación [27]. Es por esto que este estudio de la interfaz cemento-hueso se centra en la parte correspondiente al vástago femoral, y se tendrán en cuenta dos tipos de cemento diferentes en el modelo de comportamiento del mismo (centrifugado y sin centrifugar).

Debido a que el coste computacional de modelar toda la interfaz cemento-hueso a lo largo del vástago es elevado, se modelará una parte representativa de la misma y se considerará que su estructura y comportamiento se repiten a lo largo de todo el vástago.

El modelo de comportamiento de la interfaz se tratará como un problema bidimensional de elasticidad con tensión plana en el que se introduce un parámetro importante: el daño. El daño es una variable adimensional, cuyo valor puede estar comprendido entre cero y uno, que representa la degradación de las propiedades del material debido a las grietas que se producen en su microestructura. Afecta directamente al módulo de elasticidad, que disminuye a medida que aumenta el daño, hasta que este alcanza el valor unidad, valor para el cual se produce el fallo o fractura del material. Se puede distinguir entre dos tipos de daño: el daño basado en tensión y el basado en deformación. En este problema se trata como un daño basado en tensión, en el que se definen unas tensiones efectivas en función de unas deformaciones que se mantienen constantes, es decir, que para una deformación aplicada al material, las tensiones que se obtienen cuando está presente la función daño son mayores que las que se obtendrían sin él.

Con respecto a las cargas aplicadas, se debe tener en cuenta que la cadera humana soporta una gran variedad de esfuerzos debidos a las diferentes actividades que realiza la persona a lo largo del día, como pueden ser andar, correr, subir y bajar escaleras, sentarse o hacer deporte. La mayoría

de estas actividades son variables en el tiempo, es decir, que mientras la persona está andando la cadera está soportando una carga distinta que mientras está sentado o corriendo. La forma de modelarlo será considerando que durante un cierto número de ciclos las variables del problema (tensión, deformación, desplazamiento, daño) se mantienen constantes ante la aplicación de la carga. Ese número de ciclos constituye un paso del análisis, en el cual se resuelve el modelo de daño que se explicará en capítulos posteriores. Cuando comienza un nuevo paso, que comprende el mismo número de ciclos que el paso anterior, las variables iniciales en ese paso se corresponden con las finales del paso anterior. La carga aplicada puede variar en cada paso o mantenerse constante en todo el problema, en función de la actividad que se quiera representar. En este caso se realizará una segunda simplificación que se explicará más adelante y que considera la carga aplicada constante durante todo el análisis.

Como se ha comentado anteriormente, el problema se analizará mediante el método de elementos finitos con los modelos de comportamiento que se describen en los capítulos posteriores.